

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2001 年 8 月 16 日 (16.08.2001)

PCT

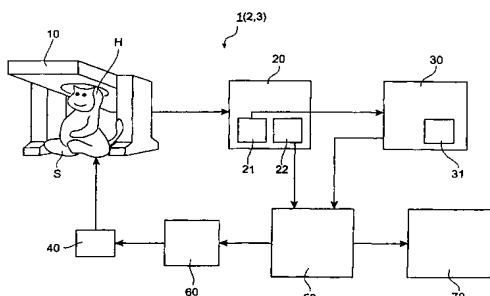
(10) 国際公開番号
WO 01/59477 A1

- (51) 国際特許分類⁷: G01T 1/164 (72) 発明者; および
(21) 国際出願番号: PCT/JP01/00579 (75) 発明者/出願人 (米国についてののみ): 大庭弘行 (OHBA, Hiroyuki) [JP/JP], 塚田秀夫 (TSUKADA, Hideo) [JP/JP]; 〒435-8558 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP).
(22) 国際出願日: 2001 年 1 月 29 日 (29.01.2001)
(25) 国際出願の言語: 日本語 (74) 代理人: 長谷川芳樹, 外(HASEGAWA, Yoshiki et al.); 〒104-0061 東京都中央区銀座二丁目6番12号 大倉本館 創英国際特許法律事務所 Tokyo (JP).
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ: 特願2000-29238 2000 年 2 月 7 日 (07.02.2000) JP (81) 指定国 (国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 浜松ホトニクス株式会社 (HAMAMATSU PHOTONICS K.K.) [JP/JP]; 〒435-8558 静岡県浜松市市野町1126番地の1 Shizuoka (JP).

[続葉有]

(54) Title: POSITRON EMISSION TOMOGRAPH

(54) 発明の名称: ポジトロンエミッショントモグラフィ装置



(57) Abstract: A PET apparatus (1) comprising a computing unit (50) for determining by calculation a most suitable dose rate of a label substance T on the basis of radiation data extracted for each frame from a region K concerned of a portion H to be measured in such a way that the radiation density in the region K is constant independently of the physiological state (such as blood flow rate) of a subject S; and a dose rate control unit (60) for feedback-controlling the rate of dose of the subject S with the label substance according to the determined most suitable dose condition. A change of the amount of accumulated label substance T in the region K after the dose of a drug Y under test is accurately and simply determined as a change of radiation density in real time, and the results of measurement can be grasped quickly and easily.

(57) 要約:

PET装置1において、計算処理部50では、1フレームごとに被測定部位Hの関心領域Kにおける放射線データが抽出された後、この放射線データに基づいて関心領域Kの放射線濃度が被検体Sの生理状態（血液流量等）によらず定常になるような標識物質Tの最適な投与速度が算出される。投与速度制御部60では、算出された最適な投与条件に基づいて被検体Sへの標識物質の投与速度がフィードバック制御される。これによって、被験薬物Y投与後の関心領域Kにおける標識物質Tの集積量変化を、放射線濃度の変化量としてリアルタイムで正確かつ簡便に導き出して、迅速かつ容易に計測結果を把握することが可能になる。



WO 01/59477 A1



(84) 指定国 (広域): ARIPO 特許 (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明細書

ポジトロンエミッショントモグラフィ装置

技術分野

- 5 本発明は、被験薬物の評価等に好適に用いられるポジトロンエミッショントモグラフィ装置に関する。

背景技術

- 10 ポジトロンエミッショントモグラフィ装置（陽電子放射断層撮影装置、以下、PET装置という）は、被検体内に陽電子放出性の標識物質を投与すると共に、電子・陽電子対消滅に伴って被検体の被計測部位で発生した放射線を同時計数し、被計測部位における放射線濃度の空間分布を計測・画像化することによって、被計測部位の特定の関心領域における標識物質の集積量変化等を調査するものであり、アルツハイマー型又は血管性の痴呆症に対する薬物等の評価に応用されつつある。

- 15 図10は、従来のPET装置の構成を示すブロック構成図である。このPET装置100は、検出部101、データ収集部102、画像再構成部103、及び静注部104を備えて構成される。ここで、データ収集部102は、フレーム依存ヒストグラムカウントメモリ105を備える。

- 20 続いて、このPET装置100の動作について説明する。まず、静注部104によって被検体S（例えばサル）に標識物質Tが静注される。次いで、被検体Sの被計測部位H（例えば頭部）が検出部101内の測定空間に挿入された後、被検体Sの頭部に達した標識物質Tから発する放射線が検出部101によって同時計数され、データ収集部102に同時計数データが送信される。データ収集部102では、送信された同時計数データがフレーム依存ヒストグラムカウントメモリ105内に蓄えられ、撮像フレームに応じて加算される。そして、加算された
25 データが画像再構成部103に送られ、これをもとに被検体Sの被計測部位Hに

における放射線濃度分布が画像化される。

薬物の評価試験においては、標識物質 T が投与された後に被験薬物 Y が被検体 S に投与される。そして、上記のようにして得られた放射線濃度を被検体 S 特有の生理学的定数等に基づいて数値解析することによって、被測定部位 H の関心領域における被験薬物 Y の投与前後の標識物質 T の集積量変化等が導き出される。

発明の開示

従来の PET 装置においては、一般に、1 回の静注によって標識物質を注入する方法（いわゆるボラス注入法）が用いられていた。

しかしながら、このボラス注入法では、標識物質の半減期によって計測後半には S/N 比が低下してしまうため、これを補う目的で標識物質の投与量を多めに設定しなければならなかった。そのため、被検体への被ばく量が多くなってしまふと共に、計測初期の高い放射線濃度から計測後半の低い放射線濃度までを計測できるように PET 装置における放射線濃度の計測レンジを広くする必要があった。

一方、従来の PET 装置において、ボラス注入法に代え、標識物質を含むガスを定常的に被検体に吸入させ続ける方法（いわゆるガス定常吸入法）が用いられることもあった。このガス定常吸入法は、被検体内の放射線濃度を定常状態にすることを目的とするものである。

しかしながら、このガス定常吸入法では、標識物質の流量等は、被検体の生理的状态（特に呼吸量）の変化に大きく影響を受けてしまうため、実際には被検体内の放射線濃度を定常状態にすることは困難であった。そのため、計測された放射線濃度には誤差が多く含まれてしまい、実験の正確性が担保できなかった。

また、従来の PET 装置において、計測されたデータを数値解析するためには、実験中における被検体の生体機能の状態（例えば血液内の放射線濃度等）を把握する必要があった。そのため、実験中又は実験終了後、被検体から動脈血を採血し、この動脈血を分析して実験中の被検体内の状態を示す生理学的定数が導き出

されていた。

しかしながら、動脈血の採血は、被検体に身体的かつ精神的負担を強いるものであると共に、採血をするには専門の人員を別途必要とし、さらにはこれらの人員が採血された血液から被ばくするおそれもあった。また、採血された血液の分析には、多くの人員と高価な機器（クロマトグラフィ、オートガンマカウンタ等）が必要とされていた。

さらに、上記のようにして得られた生理学的定数を用いる数値解析には、重畳積分を含む難解な解析計算が必要とされていた。そのため、数値解析用の人員や計算機器を別途必要とすると共に、結果が判明するまでに長期間（例えば 1 週間）かかってしまうことがあった。このような場合には、直前の実験結果に基づいて次の実験条件を適宜変更するということができないため、実験の進行の著しい遅滞を招いていた。

本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであり、正確かつ簡便に計測を行うことが可能であると共に、迅速かつ容易に計測結果を把握することが可能なポジトロンエミッショントモグラフィ装置（PET 装置）を提供することを目的とする。

本発明に係るポジトロンエミッショントモグラフィ装置（PET 装置）は、被検体内に陽電子放出性の標識物質を投与すると共に、電子・陽電子対消滅に伴って被検体の被計測部位で発生した放射線を同時計数し、被計測部位における放射線濃度の空間分布を計測する PET 装置において、被計測部位から同時計数された放射線データのうち、特定の関心領域の放射線データを抽出する関心領域データ抽出手段と、抽出された関心領域の放射線データに基づいて、被検体内への標識物質の最適投与条件を算出する投与条件算出手段と、最適投与条件に基づいて、被検体への標識物質の投与条件をフィードバック制御する投与制御手段とを備えることを特徴とする。

この PET 装置によれば、例えば 1 フレームごとに被測定部位の関心領域にお

ける放射線データが抽出された後、この放射線データに基づいて関心領域の放射線濃度が被検体の生理状態（血液流量等）によらず定常になるような標識物質の最適な投与条件（単位時間当たりの投与量等）が算出され、この最適な投与条件に見合うように被検体への標識物質の投与量等がフィードバック制御される。

- 5 このようにして、被計測部位全体の放射線濃度ではなく、関心領域における放射線濃度が定常になるようにフィードバック制御すれば、P E T装置における放射線濃度の計測レンジを広げる必要がなくなる。また、被験薬物投与後の関心領域における標識物質の集積量変化を、放射線濃度の変化量としてリアルタイムで正確かつ簡便に導き出すことが可能になる。従って、動脈血の採血や難解な数値
- 10 計算を要せず、実験結果の算出に必要な人員、期間及び分析機器等を大幅に削減することができる。

図面の簡単な説明

図1は、第1の実施形態に係るP E T装置の構成を示すブロック図である。

- 図2は、第1の実施形態に係るP E T装置における関心領域データ抽出処理、
15 投与速度算出処理及び投与速度制御処理を説明するフローチャートである。

図3は、第1の実施形態に係るP E T装置において関心領域の放射線データの抽出を説明するための模式図である。

図4は、第1の実施形態に係るP E T装置における投与速度算出処理を説明する詳細なフローチャートである。

- 20 図5は、第1の実施形態に係るP E T装置における関心領域の放射線濃度の時間変化を示すグラフである。

図6は、第2の実施形態に係るP E T装置における関心領域データ抽出処理及び投与速度制御処理を説明するフローチャートである。

- 図7は、第2の実施形態に係るP E T装置において関心領域の放射線データの
25 抽出を説明するための模式図である。

図8は、第3の実施形態に係るP E T装置における関心領域データ抽出処理及

び投与速度制御処理を説明するフローチャートである。

図 9 は、第 3 の実施形態に係る P E T 装置において検出器ペアの寄与率の算出を説明するための模式図である。

図 1 0 は、従来の P E T 装置の構成を示すブロック図である。

5 発明を実施するための最良の形態

以下、添付図面を参照して、本発明に係るポジトロンエミッショントモグラフィ装置（P E T 装置）の実施形態について詳細に説明する。なお、同一又は相当要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

10 まず、本発明に係るポジトロンエミッショントモグラフィ装置（P E T 装置）の第 1 の実施形態について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る P E T 装置 1 のブロック構成図である。同図に示されるように、この P E T 装置 1 は、検出部 1 0 と、データ収集部 2 0 と、画像情報制御部 3 0 と、静注部 4 0 と、計算処理部 5 0 と、投与速度制御部 6 0 と、表示部 7 0 とを備えて構成される。

15 検出部 1 0 は、被検体（例えばサル）S の被計測部位（例えば頭部）H が配置可能な測定空間を内部に含み、多数の検出器が中心軸の周囲にリング状に配列されている。これらの検出器は、測定空間の方向に受光面が向けられており、測定空間側から入射した放射線を検出する。検出部 1 0 の各検出器とデータ収集部 2 0 とは信号線で接続されており、検出した放射線のエネルギーに応じた検出信号が検出器からデータ収集部 2 0 に送信される。

20 データ収集部 2 0 は、撮像フレーム依存ヒストグラムメモリ 2 1 と、撮像フレーム非依存ヒストグラムメモリ 2 2 とを備える。このデータ収集部 2 0 は、検出部 1 0 を構成する多数の検出器のうちの 1 対の検出器が電子・陽電子対消滅に伴って発生した放射線（エネルギー 5 1 1 k e V）を同時検出したことを、検出部 1 0 から送信された検出信号に基づいて認識し、各検出信号に基づく同時計数データを撮像フレーム依存ヒストグラムメモリ 2 1 及び撮像フレーム非依存ヒストグラムメモリ 2 2 に蓄積する。

25

撮像フレーム依存ヒストグラムメモリ 2 1 は、画像情報制御部 3 0 と信号線で接続されている。また、撮像フレーム非依存ヒストグラムメモリ 2 2 は、計算処理部 5 0 と信号線で接続されている。撮像フレーム依存ヒストグラムメモリ 2 1 に蓄積され加算されたデータは、予め設定された撮像フレーム（データ収集の区切りとなる期間）に応じて画像情報制御部 3 0 に送信される。

画像情報制御部 3 0 は、画像情報メモリ 3 1 を備えており、この画像情報メモリ 3 1 には、計測開始前に予め作成されたマスク画像等の情報が記憶されている。画像情報制御部 3 0 は、計算処理部 5 0 と信号線で接続されており、画像情報メモリ 3 1 に記憶された画像情報等は、撮像フレーム等に応じて計算処理部 5 0 に送信される。

静注部 4 0 は、被検体 S に静脈注射するための注射針及び被検体 S 内に標識物質 T を注入するためのポンプ等を備える。計測期間中には、被検体 S に注射針が挿入された状態のまま保持されており、ポンプによって標識物質 T が投与されつづける。また、このポンプは、投与制御手段である投与速度制御部 6 0 の制御を受けて、標識物質 T の静注速度を変化可能な構造となっている。

計算処理部 5 0 は、撮像フレーム非依存ヒストグラムメモリ 2 2 から送信される同時計数データ及び画像情報制御部 3 0 から送信される画像情報等に基づいて被測定部位 H 内の特定の関心領域 K の放射線データを抽出し、関心領域 K の放射線濃度及び最適な投与速度（単位時間当たりの静注量）を算出する。この計算処理部 5 0 は、投与速度制御部 6 0 及び表示部 7 0 と信号線で接続されており、算出された関心領域 K の放射線濃度は表示部 7 0 に送信され、算出された最適な投与速度は投与速度制御部 6 0 に送信される。

投与速度制御部 6 0 は、静注部 4 0 と信号線で接続されており、送信された最適な投与速度情報に基づいて静注部 4 0 による投与速度を制御する。また、表示部 7 0 は例えば液晶モニタ等であり、送信された関心領域 K の放射線濃度をグラフ等によって表示する。

続いて、本実施形態に係る P E T 装置 1 の動作について、図 2 に示すフローチャートを参照しながら、関心領域データ抽出処理、投与速度算出処理（投与条件算出処理）及び投与速度制御処理（投与制御処理）を中心に説明する。

計測開始後の処理を説明する前に、計測開始前に行なわれる処理について説明する。この計測前処理では、まず、予め計測された被検体 S の被測定部位 H に関する M R I の解剖画像等が、画像情報制御部 3 0 の画像情報メモリ 3 1 に入力される（ステップ 1 - 1、以下 S 1 - 1 のように略記する）。次いで、この画像上に関心領域 K が設定される（S 1 - 2）。関心領域 K は、被験薬物 Y の投与によって標識物質 T の集積量等が変化する部位であり、被験薬物 Y の種類や目的等によって適宜選択される。

次に、設定された画像をもとに関心領域 K のデータのみを残すマスク画像が作成される（S 1 - 3）。このマスク画像では、関心領域 K 内を 1、関心領域 K 以外の領域を 0 と設定される。マスク画像が作成された後、マスク画像と P E T 画像との位置合わせが行なわれる（S 1 - 4）。

上記のような計測前処理が行われた後、計測が開始される。被検体 S の被測定部位 H が検出部 1 0 の測定空間に挿入され、被検体 S への標識物質 T（例えば、陽電子放出性の ^{15}O 等を含む化合物）の投与が開始される。そして、電子・陽電子対消滅によって被計測部位 H から発生した放射線が同時計数され、この同時計数データが、撮像フレーム依存ヒストグラムメモリ 2 1 及び撮像フレーム非依存ヒストグラムメモリ 2 2 に収集される（S 1 - 1 1）。この同時計数データは、1 フレームが終了するまで繰り返し収集され、同時計数データが撮像フレーム依存ヒストグラムメモリ 2 1 及び撮像フレーム非依存ヒストグラムメモリ 2 2 に蓄積される。

1 フレームが終了した後、加算された同時計数データは計算処理部 5 0 に送信され、この同時計数データをもとに被測定部位 H の P E T 画像（放射線データ画像）の再構成が行なわれる（S 1 - 1 2）。このとき、画像情報制御部 3 0 から、

予め位置合わせされたマスク画像が計算処理部 50 に送信される。そして、計算処理部 50 において、再構成された P E T 画像とマスク画像とが合成される (S 1-13)。この合成によって、例えば図 3 に示されるように、関心領域 K の P E T 画像 (すなわち、関心領域内の放射線濃度分布を示す画像) が抽出される。

5 次いで、計算処理部 50 では、抽出された関心領域 K の P E T 画像をもとに、関心領域 K の P E T データ (放射線濃度データ) が導出される (S 1-14)。この関心領域 K の P E T データは表示部 70 に送信され、グラフ等として表示される。また、計算処理部 50 では、この関心領域 K の P E T データに基づいて、関心領域 K の放射線濃度が定常になるような最適な投与速度が算出される (S 1-15)。

10 ここで、図 4 に示すフローチャートを参照しながら、最適な投与速度 (最適投与条件) の算出処理を詳細に説明する。この算出処理を行なう際の前処理として、予め過去の P E T データが画像情報制御部 30 の画像情報メモリ 31 に入力される (S 1-21)。そして、入力された P E T データのうち、基準としたい入力関数データが予め設定され (S 1-22)、この基準入力関数データに基づいて基準入力関数のグラフが作成される (S 1-23)。

15 S 1-14 において関心領域 K の P E T データが算出された後、予め作成されている基準入力関数のグラフと算出された P E T データによるグラフとのずれが計算される (S 1-24)。そして、このずれを補正するような標識物質 T の最適な投与速度が算出される (S 1-25)。なお、このフレームで得られた P E T データによるグラフは、予め作成された基準入力関数のグラフと置き換えられ、次のフレームにおける基準入力関数のグラフとして用いてもよい。

20 この後、算出された最適な投与速度に関する情報が投与速度制御部 60 に送信され、投与速度制御部 60 は、静注部 40 における標識物質 T の投与速度 (投与条件) がこの最適な投与速度になるようにフィードバック制御する (S 1-16)。このような一連の処理が終了すると、計測は次のフレームへと進行する。次フレ

ームの計測において、静注部 40 では、算出された最適な投与速度で被検体 S への標識物質 T の投与が行なわれる。

このような処理が繰り返されて、フレームが次々と進行する。各フレームごとに投与速度がフィードバック制御されるため、フレームの進行と共に関心領域 K から発生する放射線濃度を定常化することができる。関心領域 K から発生する放射線濃度が定常状態になった後、被験薬物 Y が被検体 S に投与される。そして、関心領域 K から発生する放射線濃度の変化（すなわち、標識物質 T の集積量変化）をみることによって被験薬物 Y が評価される。

図 5 は、本実施形態に係る PET 装置における関心領域の放射線濃度の時間変化を示すグラフであり、このようなグラフは表示部 70 においてリアルタイムで視認することができる。同図に示すように、関心領域 K から発生する放射線濃度の時間変化は、大きく 3 つの期間に分けられる。

第 1 の期間 P 1 は、まだ関心領域 K の放射線濃度が安定せず、血液流量等に依存している段階である。第 2 の期間 P 2 は、標識物質 T の投与速度をフィードバック制御したことによって、関心領域 K の放射線濃度が定常状態となった段階である。第 3 の期間 P 3 は、被験薬物 Y の投与によって定常状態であった関心領域 K の放射線濃度に変化が生じた段階である。本実施形態では、期間 P 3 における関心領域 K の放射線濃度の変化を調べることによって被験薬物 Y の効果が評価される。

本実施形態に係る PET 装置 1 によれば、1 フレームごとに被測定部位の関心領域における同時計数データが抽出された後、この同時計数データから導出された関心領域 K の放射線濃度データに基づいて、関心領域 K の放射線濃度が被検体 S の生理状態（血液流量等）によらず定常になるような標識物質の最適投与条件として、最適な投与速度が算出される。そして、算出された最適な投与速度に基づいて、被検体 S への標識物質 T の投与速度がフィードバック制御される。

このようにして、被計測部位 H 全体の放射線濃度ではなく、関心領域 K におけ

る放射線濃度が定常になるようにフィードバック制御すれば、放射線濃度の計測レンジを広げる必要がなくなる。同時に、被験薬物 Y 投与後の関心領域 K における標識物質 T の集積量変化を、放射線濃度の変化量としてリアルタイムで正確かつ簡便に導き出すことが可能になる。従って、動脈血の採血や難解な数値解析を要せず、実験結果の算出に必要な人員、期間及び分析機器等を大幅に削減することができる。

また、本実施形態に係る PET 装置 1 では、抽出された放射線濃度データがグラフ等として表示部 70 においてリアルタイムで表示される。従って、関心領域 K における放射線濃度の変化等をリアルタイムで容易に視認することが可能になり、計測の結果等を迅速に判断することができる。

また、本実施形態に係る PET 装置 1 では、関心領域の放射線データを画像として抽出することによって抽出精度を高くすることが可能であると共に、同時計数データではなく放射線濃度として抽出することができる。

さらに、本実施形態に係る PET 装置 1 では、予め基準入力関数のグラフを作成し、この基準入力関数のグラフとのずれを補正するようにして標識物質 T の投与速度を算出している。従って、同一の被検体に対して複数回計測を行う場合はもとより、複数の被検体（すなわち、生理学的定数が異なる被検体）を計測する場合であっても、煩雑な計算や分析を行う必要がなくなる。

次に、本発明に係るポジトロンエミッショントモグラフィ装置（PET 装置）の第 2 の実施形態について説明する。第 2 の実施形態に係る PET 装置 2 の構成は第 1 の実施形態とほぼ同様であるため、ここでは、図 6 に示すフローチャートを参照しながら、この PET 装置 2 の動作について、関心領域データ抽出処理、投与速度算出処理及び投与速度制御処理を中心に説明する。

計測開始後の処理を説明する前に、計測開始前に行なわれる処理について説明する。この計測前処理では、第 1 の実施形態と同様に、予め計測された被検体 S の被測定部位 H に関する MRI の解剖画像等が画像情報制御部 30 の画像情報メ

モリ 3 1 に入力され (S 2 - 1)、次いで、この画像上に関心領域 K が設定される (S 2 - 2)。

次に、設定された画像をもとに関心領域 K のデータのみを残すマスク画像が作成され (S 2 - 3)、マスク画像と P E T 画像との位置合わせが行なわれる (S 2 - 4)。その後、本実施形態では、このマスク画像が投影データ上に前方投影され、投影マスクが作成される (S 2 - 5)。

上記のような計測前処理が行われた後、計測が開始される。被検体 S の被測定部位 H が検出部 1 0 の測定空間に挿入され、被検体 S に標識物質 T の投与が開始される。そして、被計測部位から発生した放射線が同時計数され、この同時計数データが撮像フレーム依存ヒストグラムメモリ 2 1 及び撮像フレーム非依存ヒストグラムメモリ 2 2 に収集される (S 2 - 1 1)。この同時計数データは、1 フレームが終了するまで繰り返し収集され、同時計数データが撮像フレーム依存ヒストグラムメモリ 2 1 及び撮像フレーム非依存ヒストグラムメモリ 2 2 に蓄積される。

1 フレームが終了した後、加算された同時計数データは計算処理部 5 0 に送信され、このデータが投影データ上に前方投影される (S 2 - 1 2)。このとき、画像情報制御部 3 0 から予め位置合わせされた投影マスクが計算処理部 5 0 の投影データ上に送信される。そして、計算処理部 5 0 において、投影 P E T データ (投影放射線データ) と投影マスクとが合成される (S 2 - 1 3)。この合成によって、例えば図 7 に示されるように、関心領域 K の投影 P E T データが抽出される。

次いで、計算処理部 5 0 では、抽出された関心領域 K の投影 P E T データをもとに関心領域 K の P E T データが導出される (S 2 - 1 4)。この関心領域 K の P E T データは表示部 7 0 に送信され、グラフ等として表示される。また、計算処理部 5 0 では、第 1 の実施形態と同様に、関心領域 K の P E T データに基づいて、関心領域 K の放射線濃度が定常になるような最適な投与速度が算出される (S 2 - 1 5)。

この後、算出された最適な投与速度に関する情報が投与速度制御部 60 に送信され、投与速度制御部 60 は、静注部 40 における標識物質 T の投与速度がこの最適な投与速度になるようにフィードバック制御する (S2-16)。このような一連の処理が終了すると、計測は次のフレームへと進行する。次フレームの計測中
5 中には、静注部 40 では、算出された最適な投与速度で被検体 S への標識物質 T の投与が行なわれる。

本実施形態に係る PET 装置 2 によれば、投影データ上で関心領域 K の投影放射線データと投影マスクを合成するため、時間分解能を向上させることが可能になる。

10 最後に、本発明に係るポジトロンエミッショントモグラフィ装置 (PET 装置) の第 3 の実施形態について説明する。第 3 の実施形態に係る PET 装置 3 の構成も第 1 の実施形態とほぼ同様であるため、ここでは、図 8 に示すフローチャートを参照しながら、この PET 装置 3 の動作について、関心領域データ抽出処理、投与速度算出処理及び投与速度制御処理を中心に説明する。

15 計測開始後の処理を説明する前に、計測開始前に行なわれる処理について説明する。この計測前処理では、予め被検体 S の被測定部位 H に関する予備的な PET 計測が行なわれる (S3-1)。そして、この予備的 PET 計測によって得られた PET データをもとに PET 画像が再構成される (S3-2)。

20 また、第 1 の実施形態と同様に、予め計測された被検体 S の被測定部位 H に関する MRI の解剖画像等が画像情報制御部 30 の画像情報メモリ 31 に入力され、この画像上に関心領域 K が設定される (S3-3)。そして、設定された画像をもとに関心領域 K のデータのみを残すマスク画像が作成され (S3-4)、マスク画像と予備的 PET 画像とが合成される (S3-5)。

25 次に、合成された画像をもとに、関心領域 K から各検出器ペアへの寄与率が算出される (S3-6)。この寄与率は、各検出器ペアの検出した同時計数値のうち、関心領域 K から発生した放射線の寄与する割合を示すものであり、例えば図 9 に

示されるような場合には、検出器ペアを結ぶ線分が関心領域Kを横切る距離や予備的PET画像により得られる放射線濃度分布等に基づいて各検出器ペアにつき0から1の間の値に設定される。そして、各検出器ペアごとの寄与率をまとめた寄与率テーブルが作成される(S3-7)。

- 5 上記のような計測前処理が行われた後、計測が開始される。被検体Sの被測定部位Hが検出部10の測定空間に挿入され、被検体Sに標識物質Tの投与が開始される。そして、被計測部位から発生した放射線が同時計数される(S3-11)。本実施形態では、フレームごとではなく、得られた同時計数データが時系列的に計算処理部50に送信される。計算処理部50では、その同時計数データを検出した検出器ペアが特定される(S3-12)。
- 10

- このとき、予め作成された各検出器ペアごとの寄与率テーブルが計算処理部50に送信され、これに基づいて各同時計数データに重み付け処理がされる(S3-13)。例えば、寄与率が0.7(70%)である検出器ペアによって検出された場合には、同時計数1のものは0.7に減じられる。なお、このとき得られた同時計数データを含めた寄与率テーブルが新たに作成され、次の同時計数データの重み付け処理の際に用いてもよい。
- 15

- 次いで、計算処理部50では、上記のように重み付けされた同時計数データに基づいて関心領域KのPETデータが抽出される(S3-14)。この関心領域KのPETデータは表示部70に送信され、グラフ等として表示される。また、計算処理部50では、第1の実施形態と同様に、関心領域KのPETデータに基づいて、関心領域Kの放射線濃度が定常になるような最適な投与速度が算出される(S3-15)。
- 20

- この後、算出された最適な投与速度に関する情報が投与速度制御部60に送信され、投与速度制御部60は、静注部40における標識物質Tの投与速度がこの最適な投与速度になるようにフィードバック制御する(S2-16)。本実施形態におけるPET撮像は、1フレームが終了すると次フレームへと進行する。しか
- 25

し、最適投与速度の算出及び制御は、フレームに依存しないで適宜行われるため、
静注部 40 では、その都度最適な投与速度で被検体 S への標識物質 T の投与が行
なわれる。

本実施形態に係る PET 装置 3 によれば、各検出器ペアに基づく時系列的なデ
ータを用いるため、非常に高い時間分解能を有する関心領域 K の放射線データを
抽出することが可能になる。

本発明に係るポジトロンエミッショントモグラフィ装置（PET 装置）は、上
記実施形態に限定されるものではなく、他の条件等に応じてさまざまな変形態様
をとることが可能である。例えば、上述した実施形態では、関心領域 K の放射線
データの抽出処理を行う関心領域データ抽出手段の機能、及び最適投与条件の算
出処理を行う投与条件算出手段の機能を、単一の計算処理部 50 によって実現し
ている。これに対して、これらの処理を、信号線を介して別個に設けられた処理
部、例えば、関心領域データ抽出処理部及び投与条件算出処理部でそれぞれ実行
されるように構成することも可能である。

産業上の利用可能性

以上説明したように、本発明に係るポジトロンエミッショントモグラフィ装置
（PET 装置）は、正確かつ簡便に計測を行うことが可能であると共に、迅速か
つ容易に計測結果を把握することが可能なポジトロンエミッショントモグラフィ
装置として利用可能である。

すなわち、PET 装置における放射線濃度の計測レンジを広げる必要がなくな
ると共に、被験薬物投与後の関心領域における放射線濃度の変化量等をリアルタ
イムで正確かつ簡便に導き出すことが可能になる。従って、動脈血の採血や難解
な数値解析を要せず、実験結果の算出に必要な人員、期間及び分析機器等を大幅
に削減することができる。

請求の範囲

1. 被検体内に陽電子放出性の標識物質を投与すると共に、電子・陽電子対消滅に伴って前記被検体の被計測部位で発生した放射線を同時計数し、前記被計測部位における放射線濃度の空間分布を計測するポジトロンエミッショントモグラフィ装置において、

前記被計測部位から同時計数された放射線データのうち、特定の関心領域の放射線データを抽出する関心領域データ抽出手段と、

抽出された前記関心領域の放射線データに基づいて、前記被検体内への前記標識物質の最適投与条件を算出する投与条件算出手段と、

前記最適投与条件に基づいて、前記被検体への前記標識物質の投与条件をフィードバック制御する投与制御手段とを備えることを特徴とするポジトロンエミッショントモグラフィ装置。

2. 抽出された前記関心領域の放射線データを即時に画像表示可能な関心領域データ表示手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載のポジトロンエミッショントモグラフィ装置。

3. 前記関心領域データ抽出手段は、

前記被計測部位の位置情報が表示された画像上に前記関心領域を設定し、

前記被計測部位から同時計数された放射線データを画像再構成した放射線データ画像、及び、前記画像上から前記関心領域以外の領域の放射線データを除去したマスク画像を作成し、

前記放射線データ画像及び前記マスク画像を合成することによって前記関心領域の放射線データを抽出することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載のポジトロンエミッショントモグラフィ装置。

4. 前記関心領域データ抽出手段は、

前記被計測部位の位置情報が表示された画像上に前記関心領域を設定し、

前記画像上から前記関心領域以外の領域の放射線データを除去したマスク画像

を作成し、

前記被計測部位から同時計数された放射線データを投影データ上に投影した投影放射線データ、及び、前記マスク画像を前記投影データ上に投影した投影マスクを作成し、

- 5 前記投影放射線データ及び前記投影マスクを合成することによって前記関心領域の放射線データを抽出することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載のポジトロンエミッショントモグラフィ装置。

5. 前記関心領域データ抽出手段は、

前記被計測部位の位置情報が表示された画像上に前記関心領域を設定し、

- 10 前記被計測部位から検出された複数の同時計数データについて、前記各同時計数データを得た検出器ペアを結ぶ線分と前記関心領域との位置関係に基づいて重み付けを行ない、

前記重み付けに基づいて前記関心領域の放射線データを抽出することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載のポジトロンエミッショントモグラフィ装置。

図1

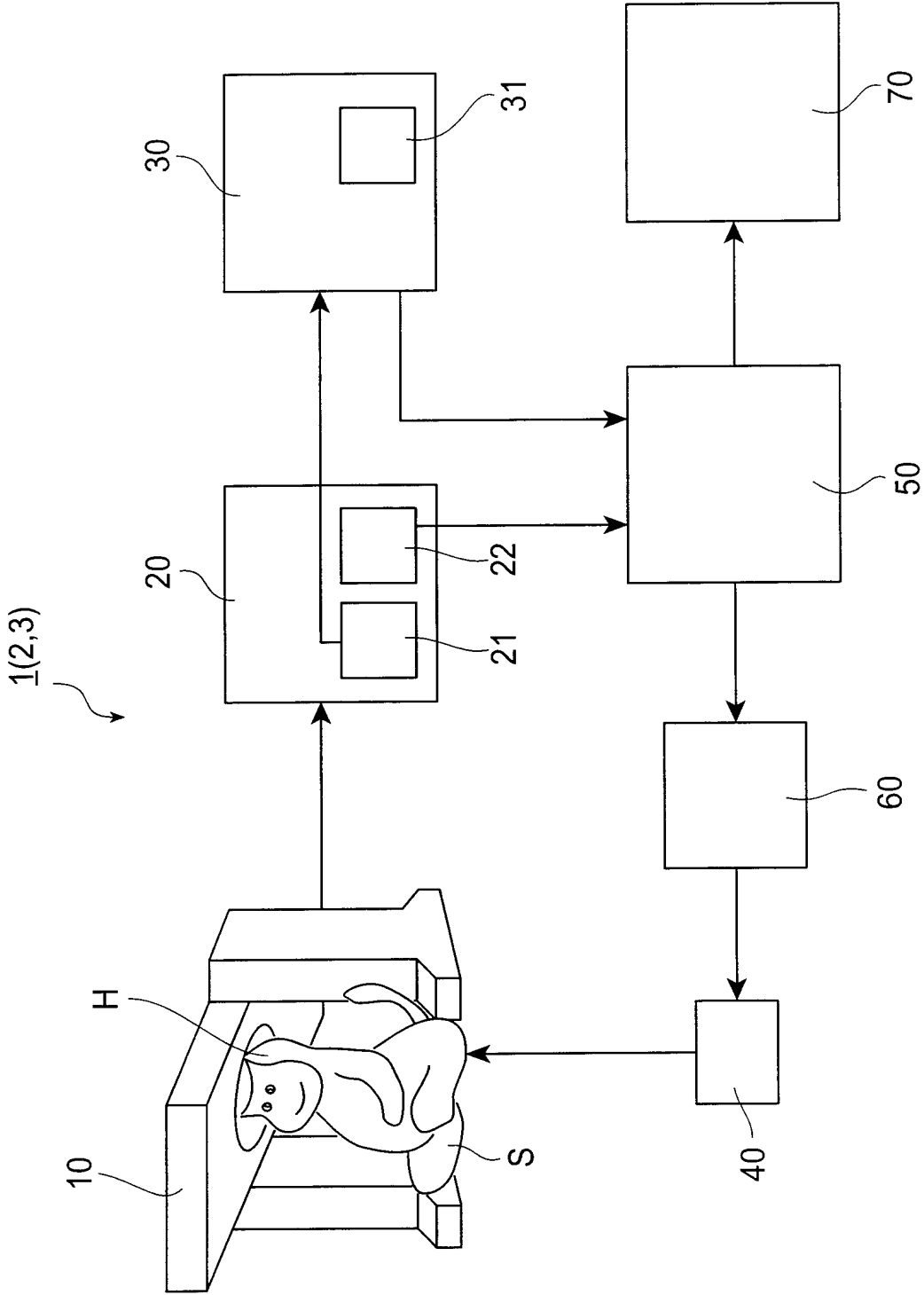


図2

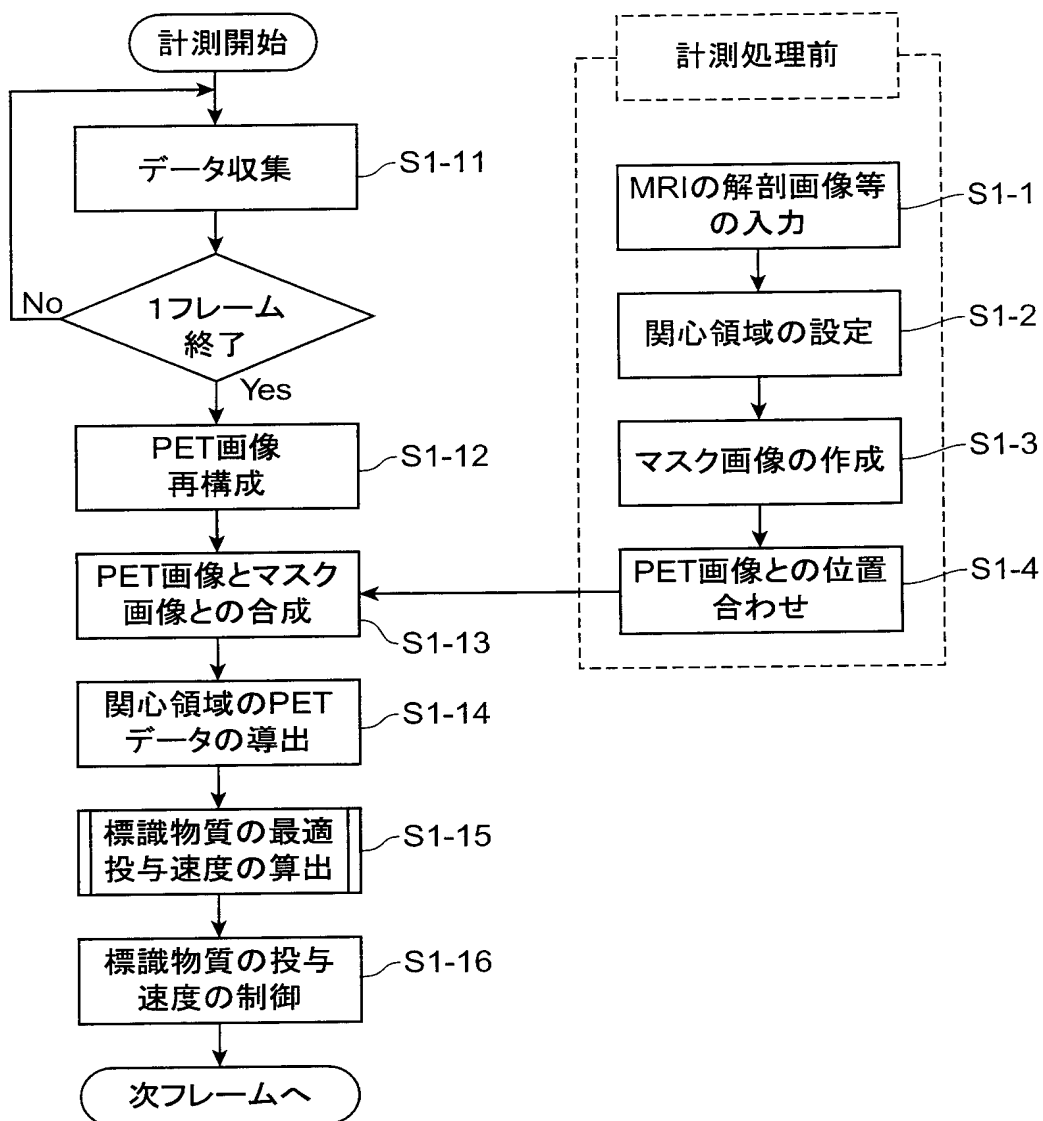


図3

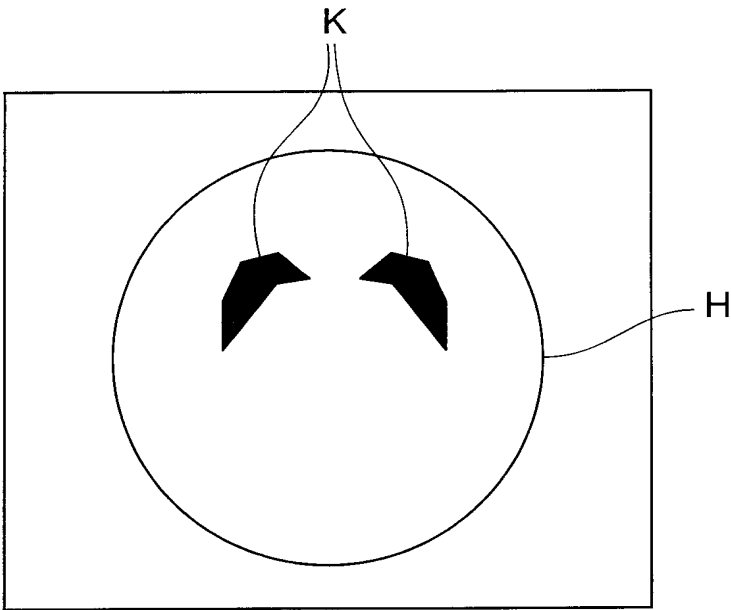
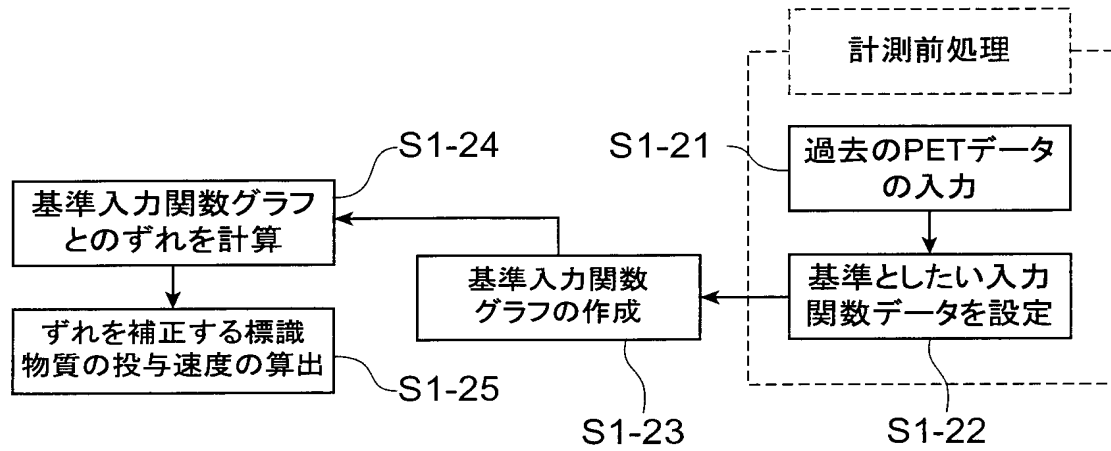


図4



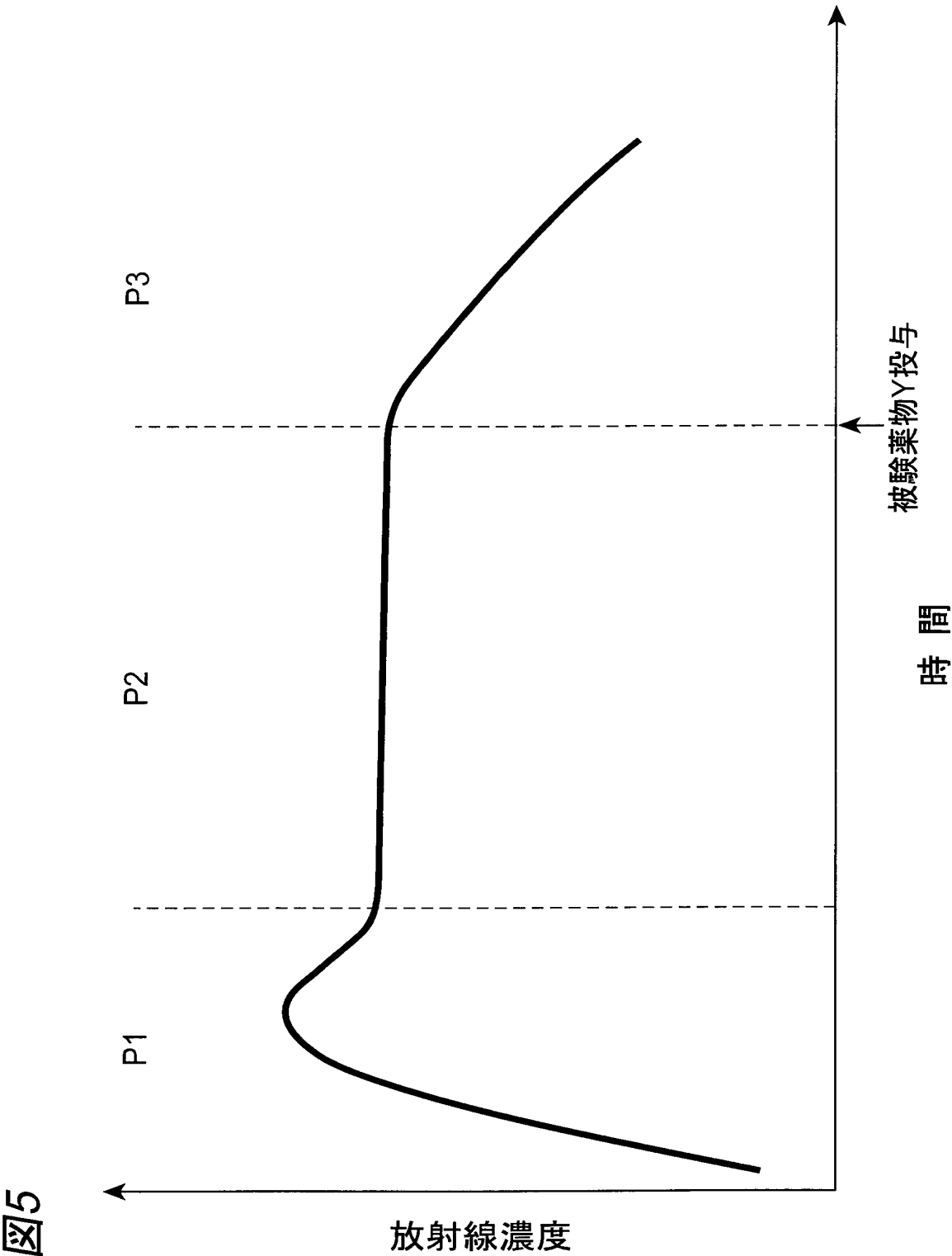


図6

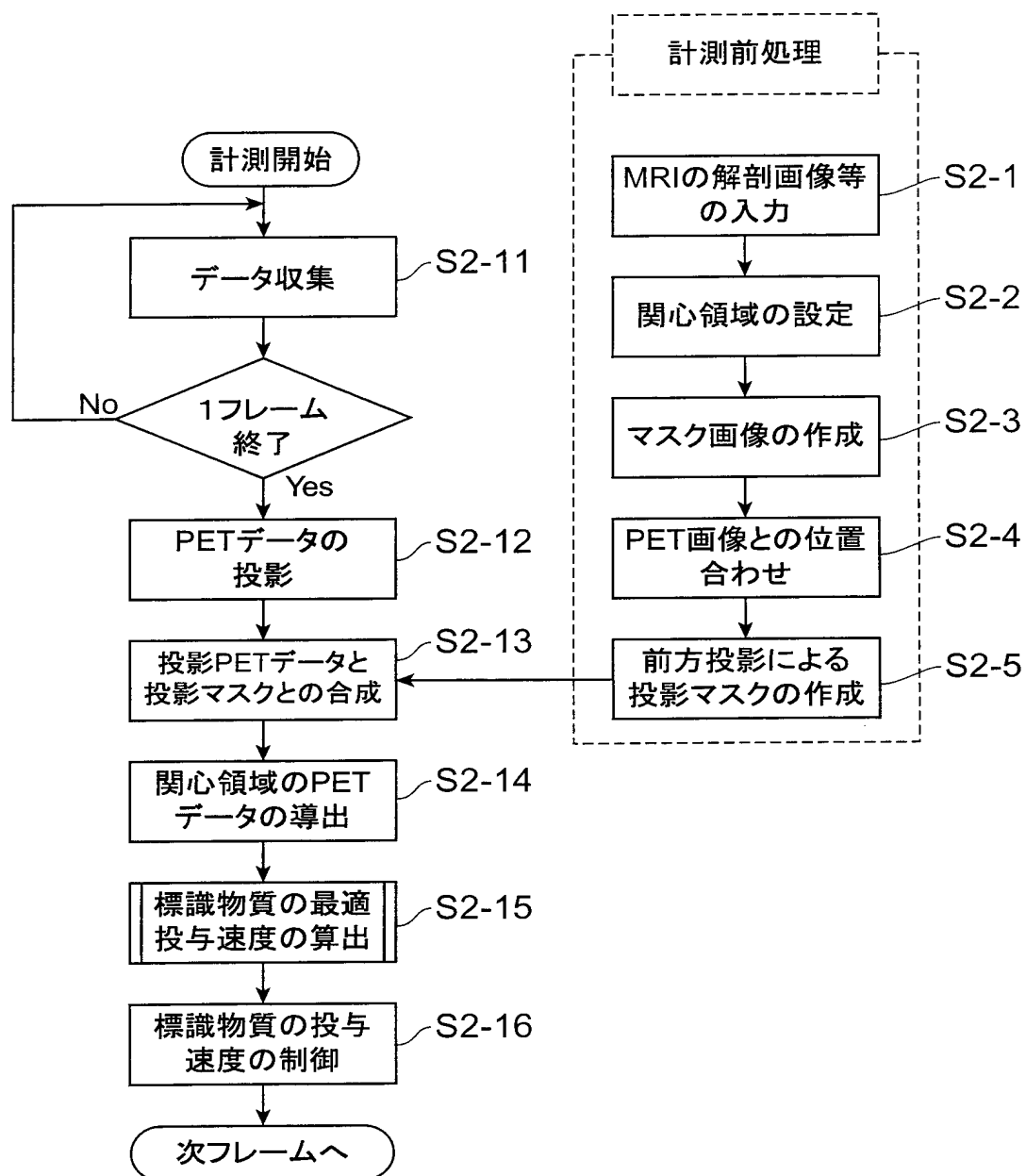


図7

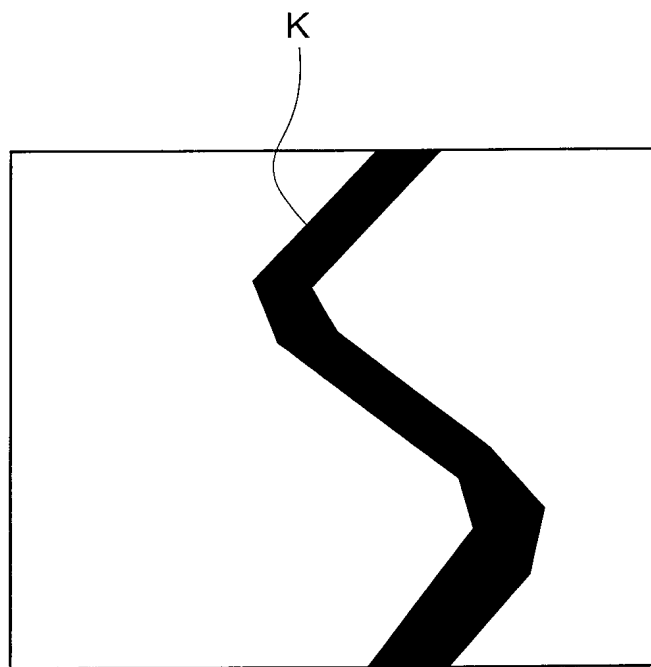


図8

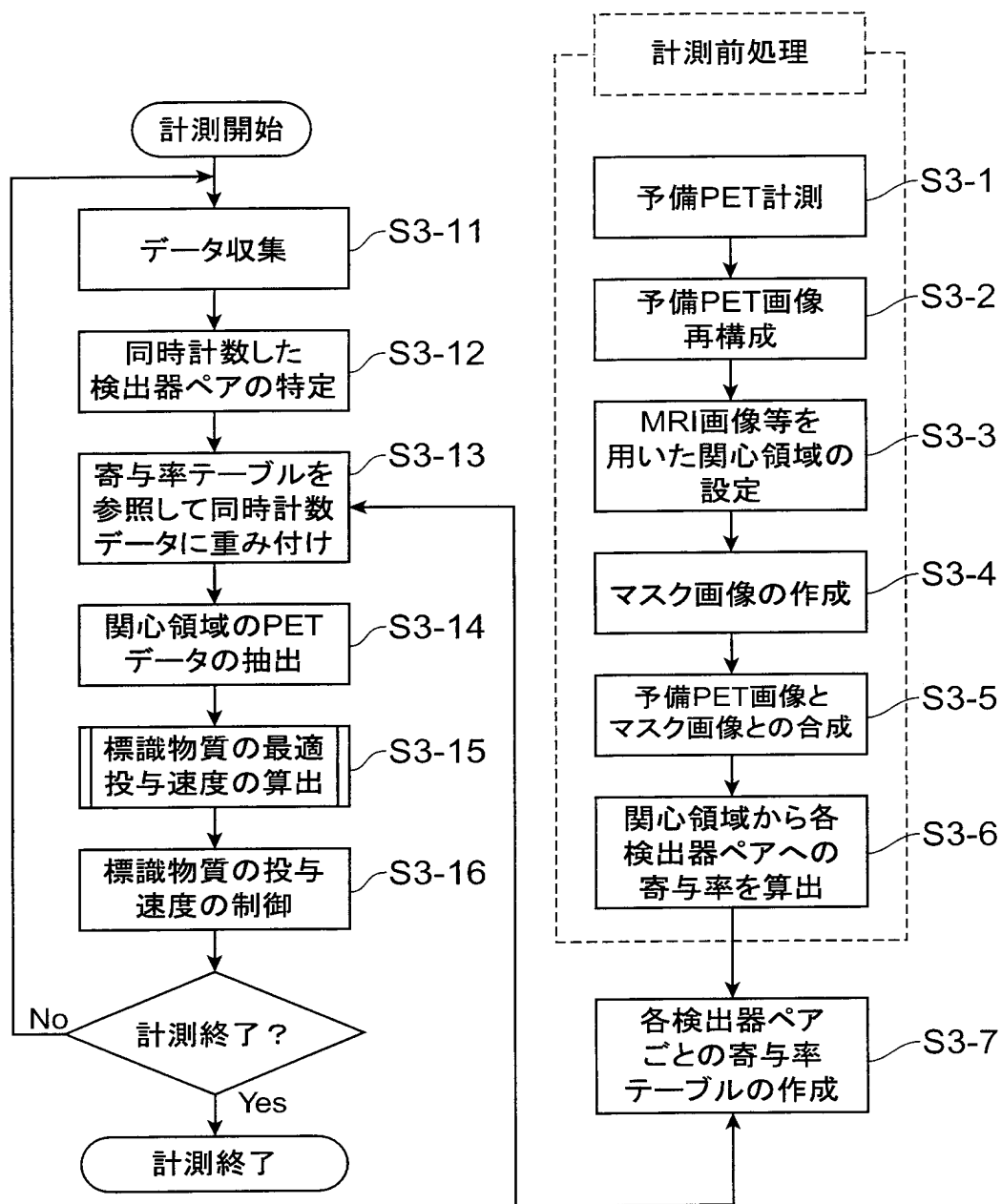
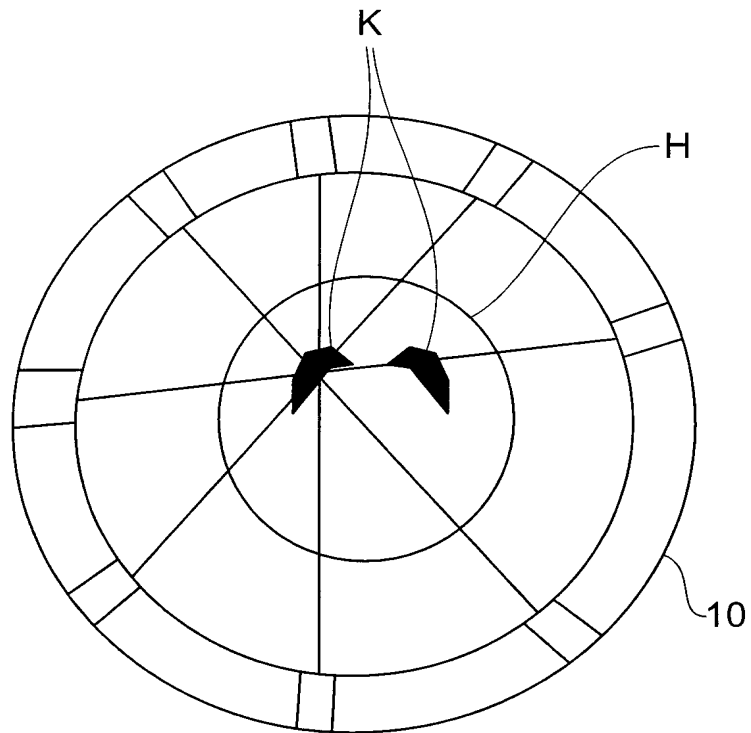
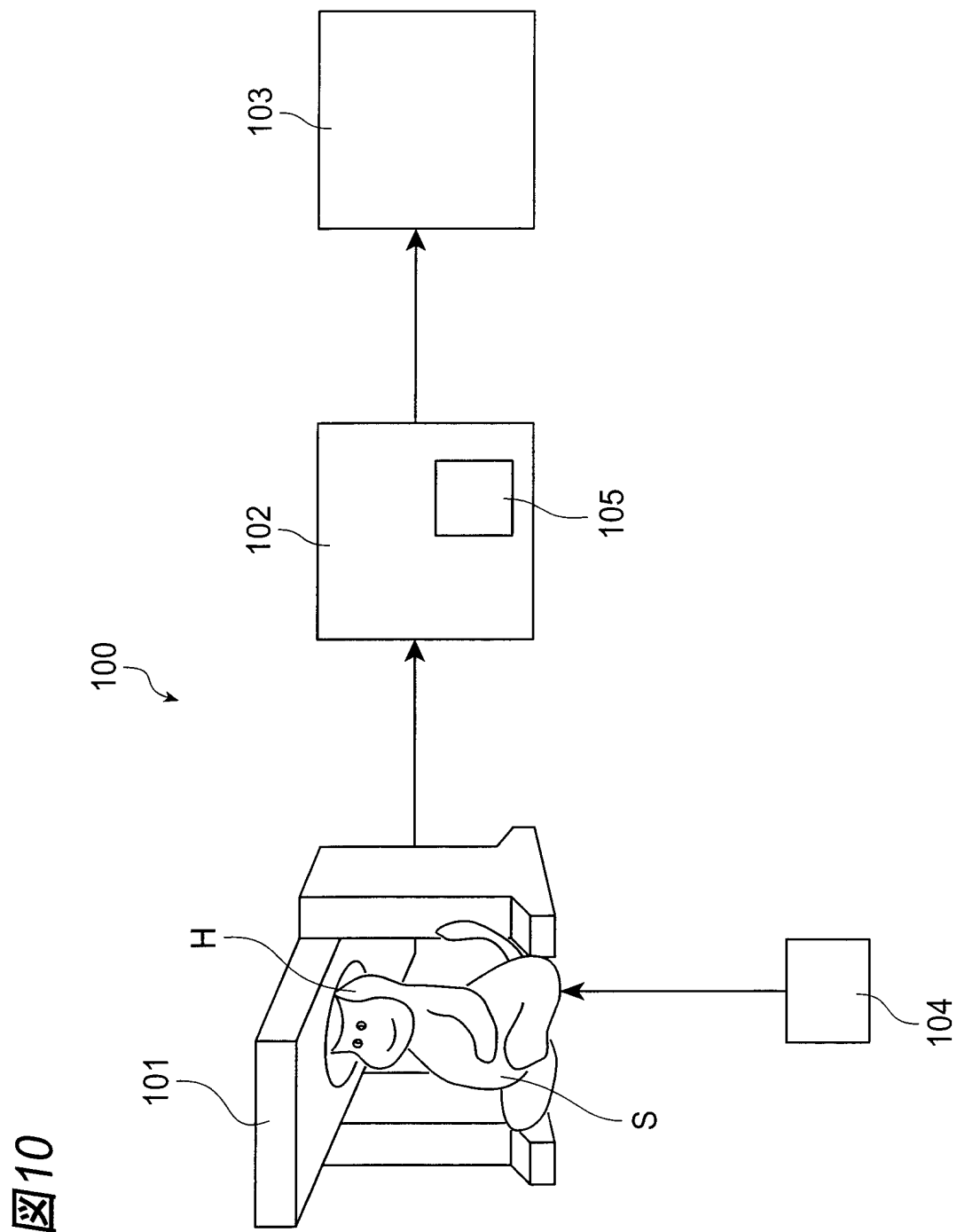


図9





INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP01/00579

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl.⁷ G01T1/164

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl.⁷ G01T1/164

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2001
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2001 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2001

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP, 5-249245, A (E. R. Suibb & Sons, Inc.), 28 September, 1993 (28.09.93), Full text; all drawings & US, 4585941, A	1-5
A	JP, 4-138394, A (Shimadzu Corporation), 12 May, 1992 (12.05.92), Full text; all drawings (Family: none)	1-5

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
24 April, 2001 (24.04.01)

Date of mailing of the international search report
15 May, 2001 (15.05.01)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ G01T1/164

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ G01T1/164

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996
 日本国公開実用新案公報 1971-2001
 日本国登録実用新案公報 1994-2001
 日本国実用新案登録公報 1996-2001

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP, 5-249245, A (イー・アール・スクイブ・アンド・サンズ・インコーポレイテッド) 28. 9月. 1993 (28. 09. 93) 全文, 全図 & US, 4585941, A	1-5
A	JP, 4-138394, A (株式会社島津製作所) 12. 5月. 1992 (12. 05. 92) 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-5

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 24. 04. 01

国際調査報告の発送日

15.05.01

国際調査機関の名称及びあて先
 日本国特許庁 (ISA/JP)
 郵便番号 100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)
 岡崎 輝雄

電話番号 03-3581-1101 内線 3226